

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-322786

(43)Date of publication of application : 10.12.1996

(51)Int.Cl.

A61B 1/00

A61B 1/00

G02B 23/24

(21)Application number : 07-131907

(71)Applicant : TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD
TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 30.05.1995

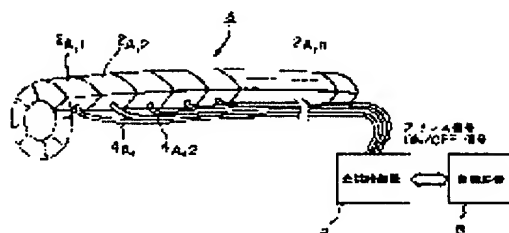
(72)Inventor : SAKUMA YOSHIHIRO
OYU SHIGEHARU
HARADA NAOHIKO
TAMURA HISAAKI
SATO YUKIKO

(54) DIAGNOSING/TREATING APPARATUS FOR INSIDE OF ORGANISM

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a diagnosing/treating apparatus for the inside of an organism which can easily advance even into an organ far away from an entry port.

CONSTITUTION: This apparatus is provided with a tubular scope 3 having a plurality of cells, an optical fiber connected to each of cells 2, a light supply device 6 to supply light to the optical fiber and a controller 8 to control the quantity of light to be supplied of the light supply device 6 using an address signal and an ON/OFF signal. A scope 3 can be bent in arbitrary direction and a diagnosing/treating device such as CCD camera or washing device is provided at the tip part thereof. The scope can be bent in a desired direction by controlling the expansion and shrinking of the plurality of cells.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 30.05.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 02.12.2003

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-322786

(43) 公開日 平成8年(1996)12月10日

(51) Int.Cl. ⁹	識別記号	片内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 1/00	3 1 0		A 6 1 B 1/00	3 1 0 H
	3 2 0			3 2 0 B
G 0 2 B 23/24			G 0 2 B 23/24	A

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平7-131907

(22) 出願日 平成7年(1995)5月30日

(71) 出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番の1

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 佐久間 芳裕

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72) 発明者 大湯 重治

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

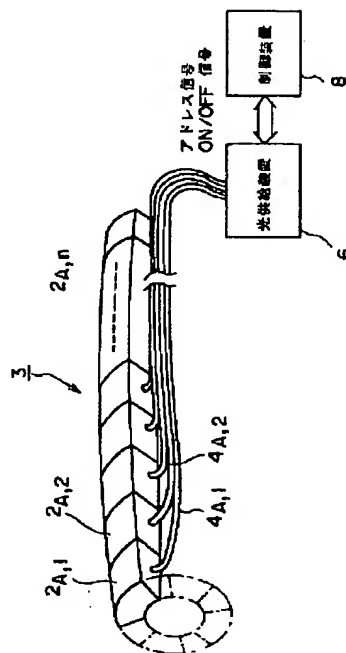
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内診断治療装置

(57) 【要約】

【目的】 進入口から遠く離れた器官であっても容易に進入することができる生体内診断治療装置を提供することを目的とする。

【構成】 複数のセル2を有する管状のスコープ3と、セル2のそれぞれに接続される光ファイバー4と、この光ファイバー4に光を供給する光供給装置6と、この光供給装置6の光供給量をアドレス信号及びON/OFF信号を用いて制御する制御装置8とを備えている。スコープ3は任意の方向に湾曲可能であり、図示していないがその先端部にCCDカメラや洗浄装置などの診断・治療器具が設けられる。複数のセル2の膨張・収縮を制御することによりスコープ3を所望の方向に湾曲させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の膨張／収縮部を有し、伸縮可能な管状部材と、

前記複数の膨張／収縮部の膨張／収縮を制御することにより前記管状部材の所望の部位を伸縮させる制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 2】 伸縮可能な管状部材と、
前記管状部材の壁面に設けられ、膨張／収縮することにより該管状部材の壁面の所望の部位を伸縮させる複数の膨張／収縮手段と、

前記複数の膨張／収縮手段の膨張／収縮を制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 3】 管腔に挿入される生体内診断治療装置において、

壁面に複数の膨張／収縮部を有する管状部材と、
前記管腔の所定区間の形状に応じた前記管状部材の形状データを、該管状部材が所定量挿入された時点で取得する取得手段と、

前記管状部材を繞いて挿入した際に、前記所定区間内における該管状部材の形状が前記形状データに応じたものとなるように、該管状部材の挿入量に応じて前記複数の膨張／収縮手段の膨張／収縮を制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 4】 管腔に挿入される生体内診断治療装置において、

複数の膨張／収縮部を有し、伸縮可能な管状部材と、
伸長期では、前記管状部材の末端部が前記管腔の内壁に押しつけられると共に前記管状部材の先端部が伸長するように、前記膨張／収縮部の膨張／収縮を制御し、
収縮期では、前記管状部材の先端部が前記管腔の内壁に押しつけられると共に前記管状部材の末端部が収縮するように、前記膨張／収縮部の膨張／収縮を制御する制御手段とを具備し、
前記伸長期、収縮期が繰り返されることにより自走することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 5】 管腔に挿入される生体内診断治療装置において、

第 1 の部材と、前記第 1 の部材に対し、前記管腔の管軸方向にスライド可能な如く設けられる第 2 の部材と、
前記管軸方向に対して所定の角度をなすように前記第 1、第 2 の部材の各々に取り付けられる繊毛部材と、
前記第 1、第 2 の部材のうち少なくとも一方の部材の外側に設けられる管状部材と、
前記第 2 の部材、管状部材の各々に接続され、生体の外部まで伸びる第 1、第 2 のフレキシブルな部材とを具備し、

前記第 1、第 2 のフレキシブルな部材は互いに機械的に連結され、生体の外部から該第 1、第 2 のフレキシブルな部材間に小さな往復の変位を与えると、該第 1、第 2

の部材が往復運動を行い、大きな変位を与えると該第 1、第 2 の部材に取り付けられた繊毛部材が前記管状部材の内部に収納されることを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 6】 前記第 2 の部材と前記第 1 のフレキシブルな部材とが同一の部材で構成され、前記管状部材と前記第 2 のフレキシブルな部材とが同一の部材で構成されることを特徴とする請求項 5 に記載の生体内診断治療装置。

10 【請求項 7】 管腔に挿入される生体内診断治療装置において、

第 1 の部材と、前記第 1 の部材に対し、前記管腔の管軸方向にスライド可能な如く設けられる第 2 の部材と、
前記管軸方向に対して所定の角度をなすように前記第 1、第 2 の部材の各々に取り付けられる繊毛部材と、
前記第 1、第 2 の部材のうち少なくとも一方の部材の外側に設けられる管状部材と、

管腔に挿入する際は、前記第 1、第 2 の部材が往復運動するように、該第 1、第 2 の部材間に小さな往復の変位を与え、

20 管腔から引き抜く際は、前記第 1、第 2 の部材に取り付けられた繊毛部材が前記管状部材の内部に収納されるように、該第 1、第 2 の部材間に大きな変位を与える駆動手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 8】 管状部材と、
前記管状部材の先端部に設けられ、印加された電圧に応じて湾曲する針状部材と、

30 前記針状部材に印可する電圧を制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 9】 管状部材と、
前記管状部材の先端部に設けられ、湾曲可能な心線部材と、

長さ可変部を有し、前記心線部材の先端部と末端部とを結ぶ側線部材と、
前記側線の可変部の長さを制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 10】 複数の磁性部と非磁性部とが交互に設けられた心線と、

40 前記心線上を移動可能な如く載荷され、コイルを有する移動部と、

前記移動部のコイルに通電することにより、磁氣的相互作用による前記移動部の移動を制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【請求項 11】 複数の N 極と S 極とが交互に設けられた心線と、

前記心線上を移動可能な如く載荷され、コイルを有する移動部と、

前記移動部のコイルにパルス印加する印加手段と、

50 前記印加手段によるパルスの印加を制御することによ

り、磁氣的相互作用による前記移動部の移動を制御する制御手段とを具備することを特徴とする生体内診断治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、例えば生体の管状の器官等に挿入して診断あるいは治療をする生体内診断治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の生体内診断治療装置のうち、例えば一般に内視鏡と称されるものは、例えばこれを被検体の口腔から挿入し食道を経て胃に進入させ、光ファイバーあるいはCCDカメラ（CCD：Charge Coupled Device、固体撮像素子）により食道、胃などの体腔内の様子をその外部から観察することができ、同時に、生体組織のサンプル採取、異常組織の切除等を行える。そしてこれらは被検体を開胸することなく行えることから消化器官の診断、治療に幅広く活用されている。このような内視鏡には診断部位に応じたものがあり、例えば食道や胃を診断、治療するための上部内視鏡、直腸や大腸を診

断、治療するための下部内視鏡がある。
【0003】これら内視鏡は、(A) 細く不定形な部分が多い管腔内に奥深く進入する、(B) 管腔内の状態を映像で捕らえる、(C) 管腔内壁の細胞の一部を切りとる、または採取する、(D) 管腔内壁を水などで洗浄する、といった機能を実現する必要がある。このような機能のうち特に(A)の機能を実現するため、以下に示す(1)、(2)のように構成された内視鏡がある。

【0004】(1) 管状を有する内視鏡のスコープ本体をある程度柔らかい材質（ポリエチレン、ナイロンなど）で作り、さらにその先端を少し曲げて成型する。そして、スコープの向きを変え場合はスコープをその軸方向に回転させる（ねじる）。管腔内への進入は、図30に示すようにX線透視撮影装置による透視画像を参照するとともに手の感触に頼りながら、スコープ本体を回転させて押し込むことにより行う。

【0005】しかしながら、(1)のように構成された内視鏡には、次のような欠点がある。

【0006】(a) 装置の構造が簡単になるという利点を有しているが、所望の方向に向きを変えながら挿入するための操作に熟練を要し、操作者に負担がかかる。また、スコープを所望の場所に進入させたとしても、例えば胃の内部において前後左右の任意の方向に位置する診断、治療箇所にスコープを向けることができず、上述したような(B)～(D)の機能を実現するのが困難である。

【0007】(b) 操作者がスコープを押し込む力の加え方を誤り、その力が強すぎると管腔の内壁（例えば血管壁や腸壁など）の比較的薄く弱い組織を破壊させてしまう危険がある。

【0008】(c) 管腔が複雑に蛇行しているような場合

には、スコープに加えたねじれ力が先端まで届かない、あるいはねじる力の加え方を微妙に調節しなければならない。

【0009】以上(a)～(c)のような欠点を有しているため、生体外部から圧力を加えて進入させる(1)の内視鏡では、進入口からあまり長い距離を進入させることができず、到達させることができる器官が限定されるという問題点がある。

【0010】(2) 図31に示すような内視鏡は、先端部21aと、固着具によって各々が連結されたアングルコマ21bとからなる部分を、先端部21aに接続されるとともにアングルブリー21dに架け渡されたワイヤーを操作することにより湾曲することができる。このような操作は、操作者がアングルノブ21cを回転させることによって行うことができ、先端部21aを任意の方向に向けることができる。なお、管腔内の進入は、(1)にて説明した内視鏡と同様に、操作者が力を加えて押し込むことによる。

【0011】このような(2)の内視鏡においては、ワイヤー操作により先端部21aを任意の方向に向けることが可能であるので、前述した(B)～(D)の機能を実現することができる。しかしながら、このような湾曲機構は構造が複雑なものとなり、また、ワイヤー等を用いていることからスコープ外壁の剛性も多分に必要となり、スコープの外形が太くなってしまふ。このため、所望の方向に向きを変えながら挿入するための操作に熟練を要し、操作者に負担がかかる。また、操作者がスコープを押し込む力の加え方を誤り、その力が強すぎると管腔の内壁の比較的薄く弱い組織を破壊させてしまう危険があるといった欠点を有しており、生体外部から圧力を加えて進入させる(2)の内視鏡についても、進入口からあまり長い距離を進入させることができず、到達させることができる器官が限定されるという問題点がある。

【0012】従来の生体内診断治療装置のうち、例えば一般にカテーテルと称されるものは、大腿部あるいは腋下部から挿入し動脈を経て心臓、脳等に到達させ造影剤や薬剤の投与を行うなど、主に循環器系（血管系）の疾患の診断、治療に活用されている。このような診断、治療に用いられるカテーテルは、血管内に挿入し、血管の分岐を選択しながら進入させるため、先端を僅かに湾曲させている。そして、カテーテル刺入部から体外に出ている部分をねじるなどして、この湾曲部を目的の分岐孔に進入させることで分岐点の選択を行っている。

【0013】このような従来のカテーテルは、所望の方向に向きを変えながら挿入するための操作に熟練を要し、操作者に負担がかかる。また、カテーテルを所望の場所に進入させたとしても、例えば胃の内部において前後左右の任意の方向に位置する治療箇所にカテーテルを向けることができない。また、操作者がカテーテルを押し込む力の加え方を誤り、その力が強すぎると管腔の内

壁の比較的薄く弱い組織を破壊させてしまう危険もある。また、管腔が複雑に蛇行しているような場合には、カテーテルに加えたねじれ力が先端まで届かない、あるいはねじり力の加え方を微妙に調節しなければならない。したがって、カテーテルを進入口からあまり長い距離を進入させることができず、到達させることができる器官が限定されるという問題点がある。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、生体内診断治療装置の従来例においては、以下のような欠点がある。

【0015】(1) 所望の方向に向きを変えながら挿入するための操作に熟練を要し、操作者に負担がかかる。

【0016】(2) 操作者が装置を管腔内に押し込む力の加え方を誤り、その力が強すぎると管腔の内壁の比較的薄く弱い組織を破壊させてしまう危険がある。

【0017】(3) 管腔が複雑に蛇行しているような場合には、向きを変えるために加えたねじれ力が先端まで届かない、あるいはねじり力の加え方を微妙に調節しなければならない。

【0018】したがって、挿入口からあまり長い距離を進入させることができず、到達させることができる器官が限定されるという問題点がある。このため、あえて進入口から遠い器官へ到達させる場合は、術者の手腕と経験が多分に必要となり、経験の少ない術者には進入口から遠く離れた器官の診断、治療を行うことができない。また、たとえ経験のある術者であっても、このような器官の診断、治療には時間を要し、術者及び患者への負担が増大するという問題もある。

【0019】本発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は、進入口から遠く離れた器官であっても容易に進入することができる生体内診断治療装置を提供することを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決し目的を達成するために本発明の生体内診断治療装置は、次のように構成されている。

【0021】(1) 本発明の請求項1に係る生体内診断治療装置は、複数の膨張/収縮部を有し、伸縮可能な管状部材と、複数の膨張/収縮部の膨張/収縮を制御することにより管状部材の所望の部位を伸縮させる制御手段とを具備することを特徴とする。

【0022】(2) 本発明の請求項2に係る生体内診断治療装置は、伸縮可能な管状部材と、管状部材の壁面に設けられ、膨張/収縮することにより該管状部材の壁面の所望の部位を伸縮させる複数の膨張/収縮手段と、複数の膨張/収縮手段の膨張/収縮を制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0023】(3) 本発明の請求項3に係る生体内診断治療装置は、管腔に挿入される生体内診断治療装置にお

いて、壁面に複数の膨張/収縮部を有する管状部材と、管腔の所定区間の形状に応じた管状部材の形状データを、該管状部材が所定量挿入された時点で取得する取得手段と、管状部材を続いて挿入した際に、所定区間内における該管状部材の形状が形状データに応じたものとなるように、該管状部材の挿入量に応じて複数の膨張/収縮手段の膨張/収縮を制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0024】(4) 本発明の請求項4に係る生体内診断治療装置は、管腔に挿入される生体内診断治療装置において、複数の膨張/収縮部を有し、伸縮可能な管状部材と、伸長期では、管状部材の末端部が管腔の内壁に押しつけられると共に管状部材の先端部が伸長するように、膨張/収縮部の膨張/収縮を制御し、収縮期では、管状部材の先端部が管腔の内壁に押しつけられると共に管状部材の末端部が収縮するように、膨張/収縮部の膨張/収縮を制御する制御手段とを具備し、伸長期、収縮期が繰り返されることにより自走することを特徴とする。

【0025】(5) 本発明の請求項5に係る生体内診断治療装置は、管腔に挿入される生体内診断治療装置において、第1の部材と、第1の部材に対し、管腔の管軸方向にスライド可能な如く設けられる第2の部材と、管軸方向に対して所定の角度をなすように第1、第2の部材の各々に取り付けられる繊毛部材と、第1、第2の部材のうち少なくとも一方の部材の外側に設けられる管状部材と、第2の部材、管状部材の各々に接続され、生体の外部まで伸びる第1、第2のフレキシブルな部材とを具備し、第1、第2のフレキシブルな部材は互いに機械的に連結され、生体の外部から該第1、第2のフレキシブルな部材間に小さな往復の変位を与えると、該第1、第2の部材が往復運動を行い、大きな変位を与えると該第1、第2の部材に取り付けられた繊毛部材が管状部材の内部に収納されることを特徴とする。

【0026】(6) 本発明の請求項7に係る生体内診断治療装置は、管腔に挿入される生体内診断治療装置において、第1の部材と、第1の部材に対し、管腔の管軸方向にスライド可能な如く設けられる第2の部材と、管軸方向に対して所定の角度をなすように第1、第2の部材の各々に取り付けられる繊毛部材と、第1、第2の部材のうち少なくとも一方の部材の外側に設けられる管状部材と、管腔に挿入する際は、第1、第2の部材が往復運動するように、該第1、第2の部材間に小さな往復の変位を与え、管腔から引き抜く際は、第1、第2の部材に取り付けられた繊毛部材が管状部材の内部に収納されるように、該第1、第2の部材間に大きな変位を与える駆動手段とを具備することを特徴とする。

【0027】(7) 本発明の請求項8に係る生体内診断治療装置は、管状部材と、管状部材の先端部に設けられ、印加された電圧に応じて湾曲する針状部材と、針状部材に印可する電圧を制御する制御手段とを具備するこ

とを特徴とする。

【0028】(8) 本発明の請求項9に係る生体内診断治療装置は、管状部材と、管状部材の先端部に設けられ、湾曲可能な心線部材と、長さ可変部を有し、心線部材の先端部と末端部とを結ぶ側線部材と、側線の可変部の長さを制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0029】(9) 本発明の請求項10に係る生体内診断治療装置は、複数の磁性部と非磁性部とが交互に設けられた心線と、心線上を移動可能な如く載荷され、コイルを有する移動部と、移動部のコイルに通電することにより、磁氣的相互作用による移動部の移動を制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0030】(10) 本発明の請求項11に係る生体内診断治療装置は、複数のN極とS極とが交互に設けられた心線と、心線上を移動可能な如く載荷され、コイルを有する移動部と、移動部のコイルにパルス印加する印加手段と、印加手段によるパルスの印加を制御することにより、磁氣的相互作用による移動部の移動を制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0031】

【作用】本発明の生体内診断治療装置は、管腔等に挿入し、さらに奥の管腔に進行させる場合、その進行方向を適切に制御することができる。また、その先端部を駆動して管腔内を自力走行させることができる。

【0032】

【実施例】

(第1実施例) 図1は本発明に係る生体内診断装置の第1実施例の概略構成を示す図である。なお、本実施例は、本発明に係る生体内診断治療装置を内視鏡に実施したものである。

【0033】本実施例の内視鏡は、複数のセル2を有する管状のスコープ3と、セル2のそれぞれに接続される光ファイバー4と、この光ファイバー4に光を供給する光供給装置6と、この光供給装置6の光供給量をアドレス信号及びON/OFF信号を用いて制御する制御装置8とを備えている。スコープ3は任意の方向に湾曲可能であり、図示していないがその先端部にCCDカメラや洗浄装置などの診断・治療器具が設けられる。

【0034】セル2はスコープ3の管軸方向に複数配列されることによりセル列を構成する。このセル列は、スコープ3の横断面から見ると、管軸を中心とする円周上に、所定の間隔をあけて複数列設けられる(本実施例では、所定の間隔をあけて4列のセル列2A,1~2A,n、2B,1~2B,n、2C,1~2C,n、2D,1~2D,nが、円周方向に90°間隔で設けられる構成とする)。なお、セル列の配置の仕方は上述した例に限定されず、種々の配置方法によることができる。例えば、所定の間隔をあけて60°毎に6列設けるようにしてもよい。

【0035】図2は、スコープ3のさらに具体的な構造

を示す図である。スコープ3の外観は、伸縮可能な外装(シース)10によって覆われる。前述した横断面上から見て、セルとセルとの間の空間14には前述した光ファイバー4が収納される。スコープ3の軸心部分は管状の空間12(内管)になっており、スコープ3の先端に接続される例えばCCDカメラのケーブルや、洗浄水用のチューブなどを配置可能である。

【0036】セル2は、内管に面した部分が比較的厚くなっている。一方、外膜は薄くなっており、セルの内部の気体が膨張した時に容易に膨らむようになっている。

【0037】図3に示すように、セル2と光ファイバー4とは、光を熱に変換する光/熱変換素子16(例えばZrC等)を介して接続される。

【0038】光供給装置6から光ファイバー4を介して供給された光は、光/熱変換素子16により熱に変換され、得られた熱によりセル2の内部の温度が上昇し、気体の体積が増加して膨張することによりセル2の外壁が図4に示すように膨張する。

【0039】なお、複数設けられたセル2のうち、特定のセルを選択して膨張させるために制御装置8は、光供給装置6に対しアドレス信号及びON/OFF信号を送る。光供給装置6はアドレス信号及びON/OFF信号に応じてアドレス信号に対応する光ファイバー4を選択して光を供給する。

【0040】このような膨張制御をある列の1個あるいは複数個のセル2に対して行うことによりスコープ3の外側のシース10が伸張し、これにより図5に示すようにスコープ3が湾曲する。なお、膨張制御を数箇所のセル2に対し行うことによって湾曲半径を変えたり、複数の湾曲部を設けたり、向きを変えたりすることも可能となる。

【0041】このように湾曲したスコープ3を元の形状に戻す際は、セル2内部の温度を下げて膨張した内部の気体を収縮させるために光供給装置6による光の供給を止めればよい。

【0042】以上説明したような本実施例の構成のスコープの湾曲機構によれば、スコープ3の所望の箇所を任意の方向に湾曲させて自由にコントロールすることが可能となるので、スコープ3を進入口から管腔内の奥深くまで進入させ、遠く離れた器官に容易に進入させることができる。

【0043】また、図示しないCPUと記憶装置により、制御装置8に対し種々の制御情報を与え、この制御情報に基づいてセル2の膨張を種々制御することができる。例えばスコープ3を複雑に湾曲した管腔内に進入させるとき、ある時点におけるスコープ3の形状を記憶装置(図示しない)によって記憶しておき、スコープ3の移動とともに膨張すべきセル2の位置を、進行方向に対し逆方向に順次移していくような制御を行う。これにより、形状を記憶した区間においては、スコープ3の挿入

量によらず記憶した形状を維持させることができ、スコープ3をあたかも蛇のように進行させることができる。

【0044】図6はこのような湾曲制御の例を説明するための図である。同図(a)は、制御装置8に与える時系列的な制御情報を示す図、同図(b)は、(a)の制御情報に基づいて湾曲したスコープ3の形状の例を示す図である。

【0045】以上のような湾曲制御を行えば、スコープ3を進入させる際に管腔の内壁を傷つける恐れがないという利点がある。

【0046】ここで、上述したセルの膨張制御機構等について、その他の構成例を挙げる。

【0047】(1)図8はセル構造の変形例を示す図であり、外膜18が内側に少したるんだ状態になっている。このようにすると、湾曲の内側に位置するセル2が収縮し易くなるのでスコープ3が容易に湾曲する。

【0048】(2)図9はセル膨張制御機構のその他の構成例1を示す図である。ニクロム線などの発熱体20をセル内部に組み込み、コモン線24に接続された導線22に電流を供給する。通電量を制御することにより、セル2の膨張膨張を制御することができる。

【0049】(3)図10はセル膨張制御機構のその他の構成例2を示す図である。セル2に細いエアーチューブ26を入れ、セル内部にエアーを直接供給する又はセル内部のエアーを吸引することによりセル2の膨張/収縮を制御できる。このような膨張/収縮制御を行えば、図7に示すように、スコープ3の形状をS1~S5のように順次変化させることにより、スコープ3を自力走行させることができる。すなわち、スコープがS1の状態にあるとき、収縮期S1~S2では、スコープの先端部3Tが管腔の内壁に押しつけられると共にスコープの末端部3Bが収縮するように、セル2の膨張/収縮を制御し、伸張期S3~S5では、スコープの末端部3Bが管腔の内壁に押しつけられると共にスコープの先端部3Tが伸張するように、セル2の膨張/収縮を制御し、S1~S5を繰り返すことによりスコープ3を自力走行させることができる。なお、同図においては、セル2は説明の便宜上、球として描いてある。

【0050】(4)図11は、セル膨張制御機構のその他の構成例3を示す図である。対向して設けられた2つのセル2(例えばセル2A,1対セル2B,1)を、エアーチューブ32及びエアーポンプ30を介して接続し、エアーポンプ30を制御線28から制御することにより2つのセルの間で気体を移動させ、一方を膨張、他方を収縮させるようにしてもよい。

【0051】以上説明したように、本実施例では、スコープ3の所望の箇所を任意の方向に湾曲させて自由にコントロールすることが可能となるので、スコープ3を進入口から管腔内の奥深くまで進入させ、遠く離れた器官に容易に進入させることができる。なお、セル2内に熱

伝導率の良い気体、例えば水素、ヘリウム、ネオンなどを封入すると好ましい。また、セル2内部に液体を供給することにより膨張させるようにしても良い。

【0052】(第2実施例)次に、本発明に係る生体内診断装置の第2実施例を説明する。本実施例は、本発明に係る生体内診断治療装置を駆動式カテーテルに実施したものである。

【0053】図12(a)、(b)は本実施例の駆動式カテーテルの先端部(駆動部)の概略構造を示す図であり、同図(a)は先端部の断面図、同図(b)は正面図である。本実施例の駆動式カテーテルは、大小2つのパイプの2重構造を有し、外側のパイプ8aは内側のパイプ8bを包含しそれぞれが滑らかにスライドしている。また、内側のパイプ8bには、前部繊維毛支持体8dが係止されている。

【0054】それぞれのパイプ8a、8bは自在に湾曲可能なフレキシブルなナイロン素材を加工したものであり、その表面は親水性加工が施されている。また、外側のパイプ8aの外径は、例えば1mm以下とする。

【0055】内側のパイプ8bの先端には繊維毛8cが斜めに(後ろ向きに)植え付けられており、外側のパイプ8aに開けられた穴を通して外に突き出し、図示しない管状の器官の管壁に斜めに接触する。この穴の大きさは繊維毛が通るのに必要な長さよりも前後方向に長く開けられており、内側のパイプ8bと外側のパイプ8aとのスライドにより、後部繊維毛8cが管腔の管軸方向に対して前後に動くようになっている。内側のパイプ8bの前部には前部繊維毛8eが植えられた短いパイプ状の部品(前部繊維毛支持体)8dが係止され、これは外側のパイプ8e内に格納される。前部繊維毛支持体8dは、比較的強いスライド抵抗で外側のパイプ8aに対してスライドするように太さが調整されている。前部繊維毛支持体8dに植えられた前部繊維毛8eは後部繊維毛8cと同様に斜めに取り付けられ、外側のパイプ8aに開けられた小さな穴を通して外部に突き出し、管壁に対し斜めに接触する。

【0056】図13は、パイプ8a、8bのスライド動作を説明するための図であり、図13(a)は内側のパイプ8bを外側のパイプ8cに対して後方に引いた状態を示し、図13(b)は内側のパイプ8bを前方に押し出した状態を示し、図13(c)は、内側のパイプ8bを後方に引いた状態を示している。

【0057】この3つの状態、(a)→(b)→(c)を比較すると、前部繊維毛8eと後部繊維毛8cとの間の距離が変化していることがわかる。以上の機構によって、内側パイプ8bと外側パイプ8aとをスライドさせることにより前部繊維毛8eと後部繊維毛8cとの間の距離が変化し、それぞれの繊維毛が管壁に対して斜めに接触することにより、前方への推進力を得ることができる。

【0058】図14は前述した一連の操作より強い力で内側パイプ8bを前に押し出した状態を示している。内

側パイプ 8 b を強い力で押し出すと、内側パイプ 8 b に植えられた後部繊維毛 8 c が外側パイプ 8 a の内側に収納され、さらに外側パイプ 8 a に対して抵抗を持って挿入されている前部繊維毛支持体 8 d を内側パイプ 8 b が前方に押し出しることにより、前部繊維毛 8 e が外側パイプ 8 a の内側に収納される。このような状態では、繊維毛 8 c、8 e による管腔壁への抵抗が小となり、駆動式カテーテルを管状器官から容易に引き抜くことが可能になる。

【0059】図 15 は、本実施例の手元操作部の構造を示す図である。通常、外部から力を加えない状態では内側パイプ 8 b が後退した位置にあるが、内側パイプ支持部 10 a と外側パイプ支持部 10 b との間に力を加え間隔を狭めようとするとはね 10 c が圧縮され両者の間隔が縮まり、後部繊維毛 8 c と前部繊維毛 8 e との間隔が狭まる。内側パイプ 8 b、外側パイプ 8 a 間に加えた力を緩めると、ばね 10 c の力により両者の間隔が開き、後部繊維毛 8 c と前部繊維毛 8 e との間隔が元の距離に戻る。これを繰り返すと後部繊維毛 8 c と前部繊維毛 8 e との間の距離が短縮、延長を繰り返すことになり継続した推進力が得られる。

【0060】以上により、本実施例の駆動式カテーテルは、その先端部が駆動されて管腔内を自走し、その後部を牽引する。したがって、操作者が駆動式カテーテルを生体外部から押し込む場合に、その力が先端に伝わらないという問題が解決され、スムーズに管腔内に進入させることができる。

【0061】手元操作部の後部の穴から、内側パイプ 8 b のさらに内側に、光ファイバー、CCD カメラ、治療器具、薬剤などを挿入し、先端部から生体内の所望の場所へ到達させることができ、診断、検査、治療を行うことが可能である。

【0062】(第 3 実施例) 次に、本発明に係る生体内診断装置の第 3 実施例を説明する。本実施例は、第 2 実施例の変形例に係り、第 2 実施例と同様に本発明に係る生体内診断治療装置を内視鏡に実施したものである。

【0063】第 2 実施例は、手元操作部に設けられたバネ材の弾性力を利用することにより推力を得るものだったが、本実施例のものは、繊維毛を駆動する駆動装置を先端部に設けたものである。図 16 は、このような本実施例の構造を概略的に示す図である。

【0064】本実施例の内視鏡は先端部 110 の中央部に前後に貫く穴を設け、この穴にねじを切り、先端部 110 の後部に微小な大きさのモータ 11 b を取り付け、このモータ 11 b の軸にねじを切り後部繊維毛支持体 11 f のねじ部と噛み合わせ、モータ 11 b の回転方向を所定周期で反転させることにより後部繊維毛支持体 11 f を前後に駆動する、または、モータ 11 b を所定量以上回転させることにより後部繊維毛支持体 11 f を所定量前方に押し出すことにより前部繊維毛支持体 11 g についても前方に押し出すことによって後部繊維毛 8 c 及び前部繊維

毛 8 e を先端部 110 の内部に格納する機構が設けられている。なおモータ 11 b は、ケーブル 11 a から電力が供給される。

【0065】本実施例では一例として装置の先端部 110 に、照明 11 d、撮像レンズ 11 e 及び CCD カメラ 11 c を取り付けしている。モータ 11 b の駆動や照明 11 d 及び CCD カメラ 11 c の制御のためのリード線 11 a は生体外部まで有線で接続され、モータ 11 b や CCD カメラ 11 c は生体外部から制御される。なお、CCD カメラを取り付けたのは一例であって、例えば、組織サンプル採取装置や、投薬装置など、診断・検査・治療に必要な様々な装置を取り付けることが可能である。

【0066】このような構成によっても、第 2 実施例と同様に、本実施例の内視鏡は、その先端部が駆動されて管腔内を自走し、その後部を牽引する。したがって、操作者が生体外部から押し込む場合に、その力が先端に伝わらないという問題が解決され内視鏡をスムーズに管腔内に進入させることができる。特に本実施例の場合は、第 2 実施例のように二重構造のパイプを牽引する必要がなく、単にパイプよりも細くてやわらかいリード線を牽引するのみでよいので、少ない牽引力で前進することができ、前述の第 2 実施例のものよりもさらに遠方の管腔に進入させて診断・検査・治療を行うことが可能になる。

【0067】(第 4 実施例) 次に、本発明に係る生体内診断治療装置の第 4 実施例を説明する。本実施例は、本発明に係る生体内診断治療装置をアクチュエータとして実施したものである。アクチュエータは内視鏡やカテーテル等の先端に取り付けられる。(本実施例では例えばカテーテルの先端に取り付けられることにする)そして、アクチュエータは複数の枝に分岐する管腔内の分岐点において、所望の枝にカテーテルを進入させるためのガイドとして用いる。

【0068】図 17 は、管腔 12 a (例えば血管)において、アクチュエータ 12 b によりカテーテル 12 c を同図左側の血管(枝)に進入させる様子を示している。

【0069】本実施例のアクチュエータ 12 b は、高分子電解質膜を有している。高分子電解質膜の代表的なものとしては、パーフルオロスルホン酸膜が適当である。

【0070】図 18 に示すように、高分子電解質膜 12 d の両面に白金電極 12 e を化学メッキにより接合し、この白金電極 12 e の両端に電源 12 f により直流電圧を印加すると、高分子電解質膜 12 d の形状に変位が生じる。図 19 は有効長 10 mm の高分子電解質膜にステップ電圧 ± 1 [V] を印加することによって、約 ± 0.5 mm の変位が得られた結果を示すグラフである。

【0071】そして本実施例では、図 20 に示すように、高分子電解質膜 14 c を複数枚接合し、それぞれの末端部に白金電極 14 d を設け、高分子電解質膜 14 c の周囲を絶縁性の被膜(塩化ビニル、テフロン等) 14

aで覆った構成とする。白金電極14dには、図21に示すように、高分子電解質膜14dの枚数に応じた駆動制御回路が接続される。この回路では、素子の内側をコモンとし、それぞれの高分子電解質膜の外側に電圧が独立に印加されるようにスイッチ15aが配される。

【0072】なお、図20には3枚の高分子電解質膜12dを三角柱状をなすように接合したものが示されているが、接合の仕方、接合枚数についてはこれに限定されない。

【0073】高分子電解質膜14cと絶縁性膜14aとの間に電解質液（生理食塩水等）槽14bが設けられている。

【0074】アクチュエータ12bの皮膜構造は、図22に示すような3層構造とし、第2層に配線用のフレキシブルプリント板15d等を用いて膜厚を薄くする。

【0075】アクチュエータ12bを湾曲させるには曲げる方向と反対に位置する高分子電解質膜に電圧を印加する。図23は先端部から見た図であるが、例えばbの方向に傾けるには素子1と素子3に電圧を加えるとよい。更に細かく方向を制御するには素子数を増やせばよい。方向の制御は制御スイッチにより素子への印加電圧を切り替えるようにする。さらにこのような方向制御を簡便化するためにジョイスティック等を用いることもできる。

【0076】本実施例のようなアクチュエータ12bを用いることにより、カテーテル12cの方向制御が容易になり、短時間かつ容易に体内深部、特にウイルス環等の屈曲が大きな血管や、モヤモヤ病、脳血管異常などの分岐が極めて多い病変部へのアプローチが楽になり治療時間の短縮や治療適用の拡大等が可能になる。

【0077】（第5実施例）次に、本発明に係る生体内診断治療装置の第5実施例を説明する。本実施例は、第4実施例の変形に係り、第4実施例と同様に本発明に係る生体内診断治療装置をアクチュエータに実施したものである。また、本実施例のアクチュエータは、第4実施例と同様に、例えばカテーテルの先端に取り付けられることとして説明する。

【0078】図24は、本実施例のアクチュエータの概略構成を示す側面図である。アクチュエータは、バネ材からなる中心線17cと、間隙部17dを有する複数の側線17bとによって構成され、間隙部17dを開閉することで中心線17c及び側線17bとを湾曲させる。バネ材としては例えばりん青銅等を用いる。中心線17cおよび間隙部17dを有する側線17bは、絶縁性の皮膜17a（塩化ビニル、テフロン等）で覆う。

【0079】図25は、側線17bに設けられる間隙部の構成を示す図であり、図26は、この間隙部に制御電圧を印加するための回路の構成を示す図である。同図では、中心線17cをコモンとし、間隙部17dに独立して電圧を印加するためのスイッチ18cが接続されてい

る。

【0080】同図において、間隙部17dは、隙間部18bを介して設けられる正負の電極対18aからなり、この電極対18aに電圧を印加することによって生じる静電力により開閉する。

【0081】なお、ここでは図示しないが、間隙部17dを誘電コイルと磁石とにより構成し、誘電コイルに直流電流を流して磁力を発生させ、この磁力により開閉させるようにしてもよい。

【0082】以上のような構成によっても第4実施例と同様に、例えば図示しないX線透視撮影装置により得られた透視画像を参照しながらアクチュエータの形状を変化させることによりカテーテルの進入方向を細かく制御することができ、カテーテルを容易に管腔の奥深くまで進入させることができる。

【0083】（第6実施例）次に、本発明に係る生体内診断治療装置の第6実施例を説明する。本実施例は、本発明に係る生体内診断装置をカテーテルとして実施したものである。

【0084】本実施例のカテーテルは、軟磁性心線と、この軟磁性心線上を移動可能な如く設けられる自走部とによって構成されている。

【0085】図27に示すように軟磁性心線は、ネックレス又は複数個の環状ステップ19aと、この環状ステップ19aのステップ間に設けられる非磁性の樹脂又はアルミ等の金属からなる充填部19bとからなる。自走部は、図28に示すように複数個の2相ないし3相以上のコイル19cを有し、このコイル19cは電極19dに接続され、ケーブル19eを介して電力が供給され

る。そして自走部は、いわゆるリニアモーターの原理で推力を得て自走する。すなわち、先ず進行方向の環状ステップ19cが交替的にコイル19cに吸引されることにより環状ステップ19aとコイル19cとの間に磁気回路が構成される。次に、コイル19cの磁相が逆転する又は極性が移動することにより、環状ステップ19aは進行方向と逆の方向に反発される。このため進行方向に新たな磁気回路が形成される。そして自走部はこのような磁氣的相互作用により進行方向への推力を得る。

【0086】そして、軟磁性心線上を移動する自走部に、図示しないセンサーないし薬剤、治療装置等を載荷（又は自走部に牽引させるようにしてもよい）し、これらを管腔内の所望の位置に到達させることができる。

【0087】前述したような構成の軟磁性心線は、比較的細径のものを製作することが可能であるので、細い管腔や複雑に蛇行する管腔等であっても、その深部に容易に進入することができる。また、このような細径の軟磁性心線は管腔の内壁に対する摩擦力が小とみなすことができ、自走部が移動の際に管腔の内壁に接触する際の摩擦力を考慮したとしても、本実施例のカテーテルが管腔内壁に及ぼす摩擦力の影響は、従来のカテーテルと比

較して小とみなすことができ、管腔の内壁を傷つける恐れが少ない。

【0088】なお、前述の軟磁性心線を図29に示すように複数個のN極、S極により交番に磁化された心線とし、自走部に載荷されたコイルに対しワイヤレスでパルスを与えて駆動するような構成とすれば、装置を簡素化できる。

【0089】本発明は、上述した第1実施例～第6実施例に限定されるものではなく種々変形して実施可能である。例えば、第2、第3実施例にて説明した自走式カテーテル、自走式内視鏡と、第4、第5実施例にて説明したアクチュエータとを適宜組合せて構成しても良い。そうすれば、管腔内において自走させながら任意の方向制御を行うことが可能な生体内診断治療装置が提供される。

【0090】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、進入口から遠く離れた器官であっても容易に進入させることができる生体内診断治療装置を提供できる。したがって、従来では手術のみでしか診断・治療が行えなかった疾患を本装置を用いることにより手術不要で行うことが可能となり患者への負担が大幅に軽減される。さらに、従来では体力的に手術に踏み切れなかった患者に対する治療も本装置によれば可能となり、医療現場に対する貢献度が期待できる。また、経血管的に脳など比較的深部の管腔に本装置をアプローチさせる場合、従来よりも容易にしかも短時間で到達させ、診断・治療を行うことが可能であるので、経験の少ない術者でも所定レベル以上の診断・治療を迅速に行うことが可能となる。したがって手術時間の短縮を図ることが可能となり、このような観点から見ても患者への負担軽減を期待することができる。診断・治療における患者への負担が軽減されることは、患者の回復期間を短縮させることにもつながり、ひいては医療費の低減を図ることを期待できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る生体内診断装置の第1実施例の概略構成を示す図。

【図2】第1実施例のスコープ3の具体的な構造を示す図。

【図3】第1実施例のセル2の熱膨張制御を説明するための図。

【図4】第1実施例のセル2が膨張する様子を示す図。

【図5】第1実施例のスコープ3が湾曲する様子を示す図。

【図6】第1実施例の湾曲制御の例を説明するための図である。

【図7】第1実施例のスコープ3による自力走行を説明するための図。

【図8】第1実施例のセル構造の変形例を示す図。

【図9】第1実施例のセル膨張制御機構のその他の構成例1を示す図。

【図10】第1実施例のセル膨張制御機構のその他の構成例2を示す図。

【図11】第1実施例のセル膨張制御機構のその他の構成例3を示す図。

【図12】第2実施例の駆動式カテーテルの先端部（駆動部）の概略構造を示す図。

【図13】第2実施例のパイプ8a、8bのスライド動作を説明するための図。

【図14】第2実施例の内側パイプ8bを強い力で前に押し出した状態を示す図。

【図15】第2実施例の手元操作部の構造を示す図。

【図16】第2実施例の変形に係る第3実施例の構造を概略的に示す図。

【図17】第4実施例の血管12aにおいて、アクチュエータ12bによりカテーテル12cを左側の血管（枝）に進入させる様子を示す図。

【図18】第4実施例の高分子電解質膜12dの構造を示す図。

【図19】第4実施例の高分子電解質膜の変位特性を示すグラフ。

【図20】第4実施例の高分子電解質膜12dを三角柱状に接合した様子を示す図。

【図21】第4実施例の高分子電解質膜14dの駆動制御回路の構成を示す図。

【図22】第4実施例の皮膜構造を示す図。

【図23】第4実施例をその先端から見た図。

【図24】第5実施例の概略構成を示す側面図である。

【図25】第5実施例の側線17bに設けられる間隙部の構成を示す図。

【図26】第5実施例の間隙部に制御電圧を印加するための回路の構成を示す図。

【図27】第6実施例の軟磁性心線を示す図。

【図28】第6実施例の自走部を示す図。

【図29】第6実施例の軟磁性心線の他の例を示す図。

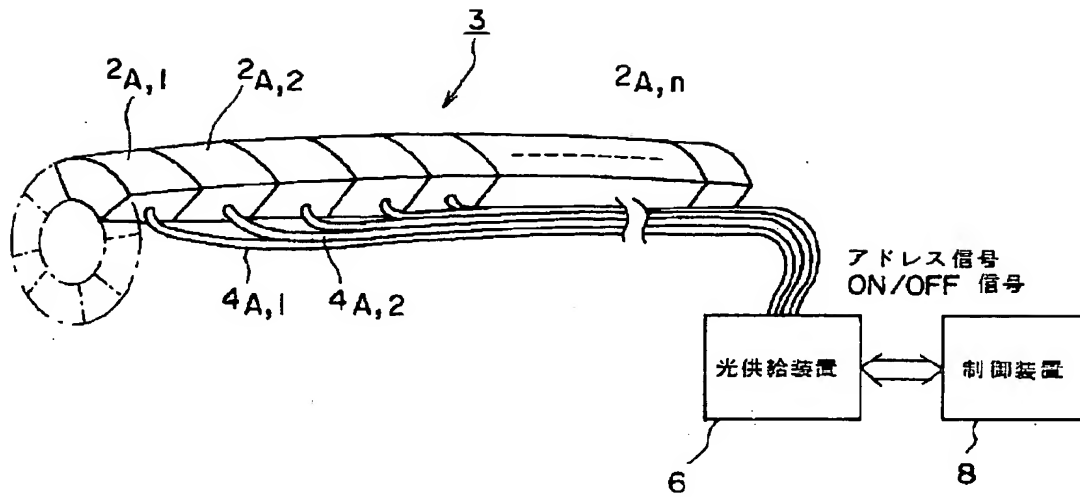
【図30】従来のスコープの方向変換操作を説明するための図。

【図31】従来の概略構造を示す図。

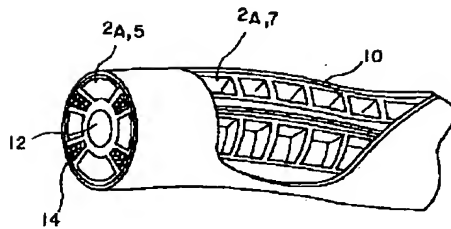
【符号の説明】

2…セル、3…スコープ、4…光ファイバー、6…光供給装置、8…制御装置、8a…外側パイプ、8b…内側パイプ、8c…後部繊維、8d…前部繊維支持体、8e…前部繊維、11a…ケーブル、11b…モータ、11c…、11d…照明、11e…撮像レンズ、12a…管腔、12b…アクチュエータ、12c…カテーテル、17a…皮膜、17b…側線、17c…中心線、17d…間隙部、19a…環状ステップ、19b…充填部。

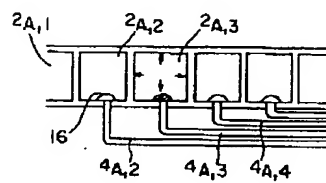
【図 1】



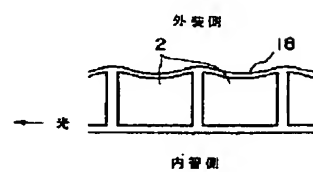
【図 2】



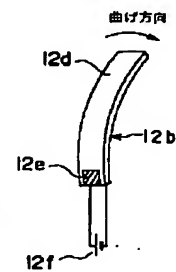
【図 3】



【図 8】



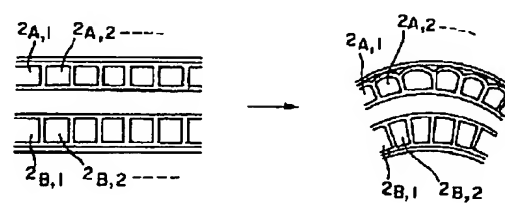
【図 18】



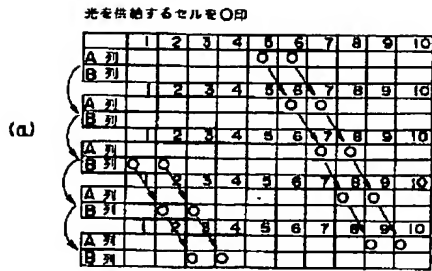
【図 4】



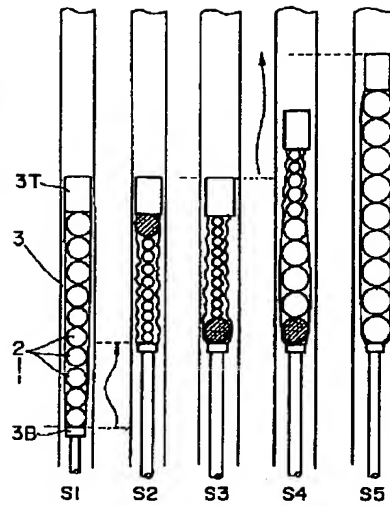
【図 5】



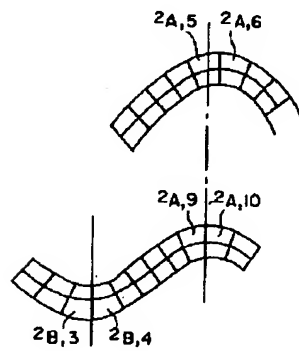
【図6】



【図7】

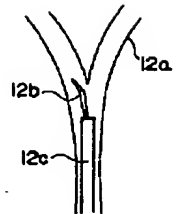
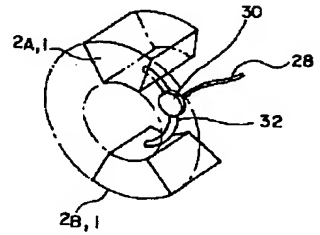


(b)



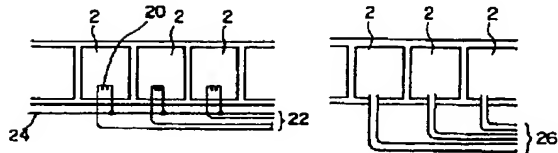
【図11】

【図17】

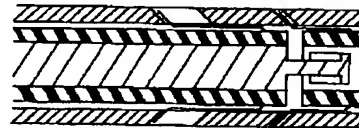


【図9】

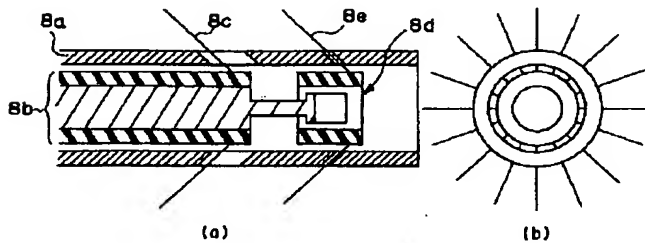
【図10】



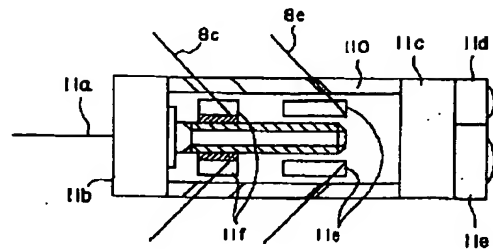
【図14】



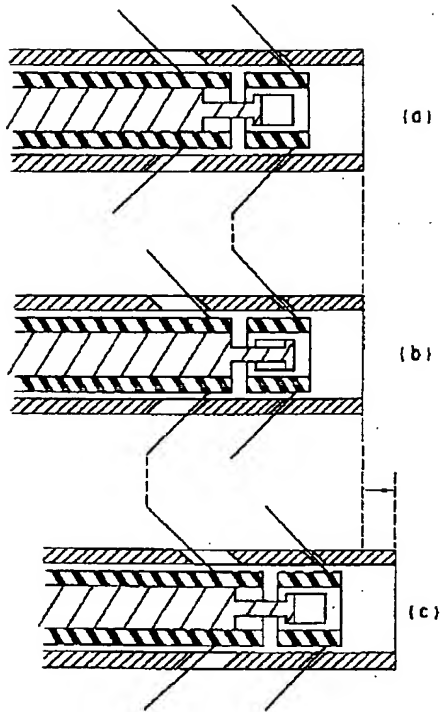
【図12】



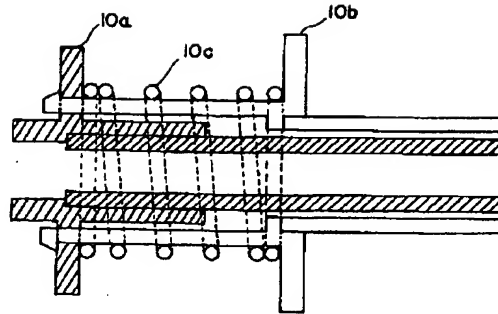
【図16】



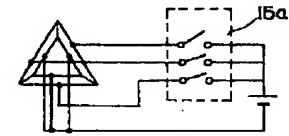
【図13】



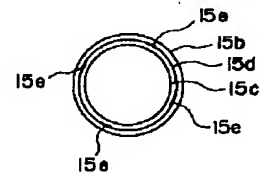
【図15】



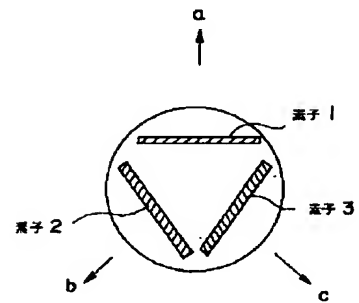
【図21】



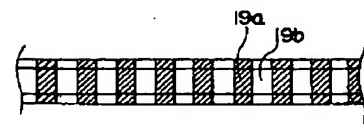
【図22】



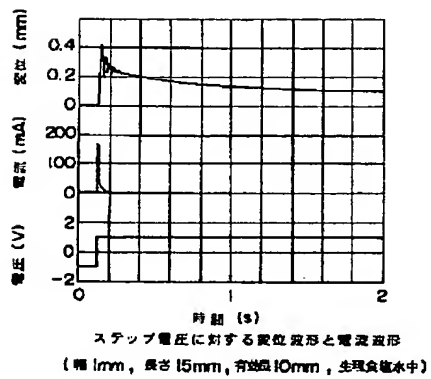
【図23】



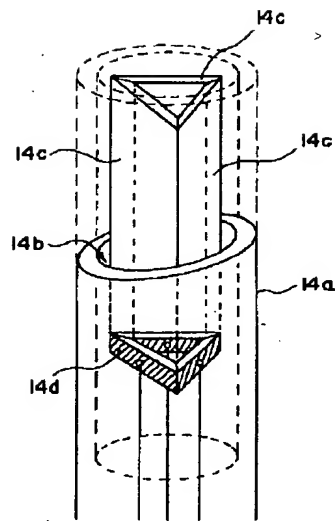
【図27】



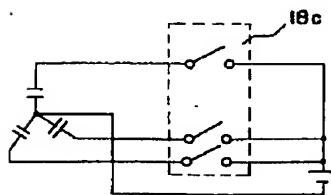
【図19】



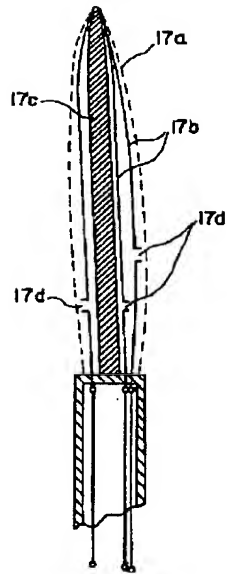
【図20】



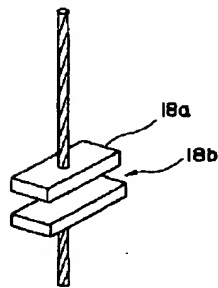
【図26】



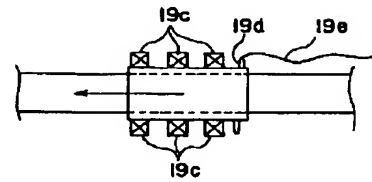
【図24】



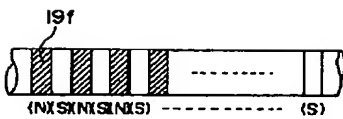
【図25】



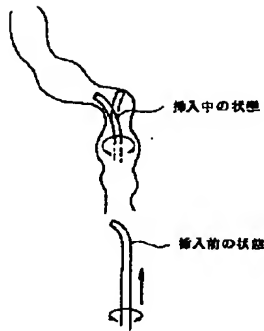
【図28】



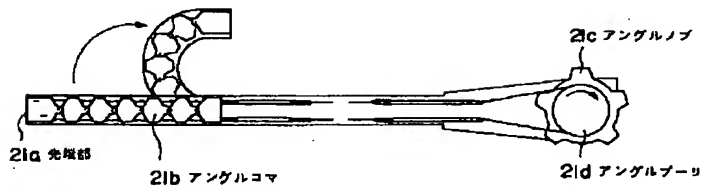
【図29】



【図30】



【図31】



フロントページの続き

(72)発明者 原田 尚彦
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72)発明者 田村 久明
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

(72)発明者 佐藤 由紀子
栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ
ディカルエンジニアリング株式会社内